

Partial Translation of JP55002462

Publication Date: January 9, 1980

Application No.: Sho53-76283

Filing Date: June 23, 1978

Applicant: Tokyo Shibaura Electric Co., Ltd.

Inventor: Kinya TAKAMIZAWA

P316 Colum 5, L13-17

It is an object of the present invention to provide an ultrasonic image device provided with a means for correcting reduction in the sensitivity of an ultrasonic transducer accompanying the increase in the deflection angle of an ultrasonic beam, the ultrasonic image device capable of obtaining a good image over a wide scanning zone.

P.317 Colum 9, L17 – P318 Colum 11, L7

Fig. 5 shows specific examples of a function generator 20 and a sensitivity correction circuit 21. The function generator 20 generates a function signal of an inverse function to a sensitivity curve (for example, Fig. 2) of ultrasonic transducers  $11_1$  to  $11_n$  to the change in the deflection angle of the ultrasonic beam as a sensitivity correction signal. In this example, the function generator 20 comprises a read-only memory 201 and a D/A converter 202. That is, the memory 201, which previously stores a sensitivity correction curve digitally, corresponds to the output code of a main counter 151 in a control circuit 15 and sequentially reads the contents thereof. This read information is sequentially converted into a voltage by

the D/A converter 202. As a result, a function signal corresponding to the sensitivity correction curve is taken out as a voltage signal from the D/A converter 202.

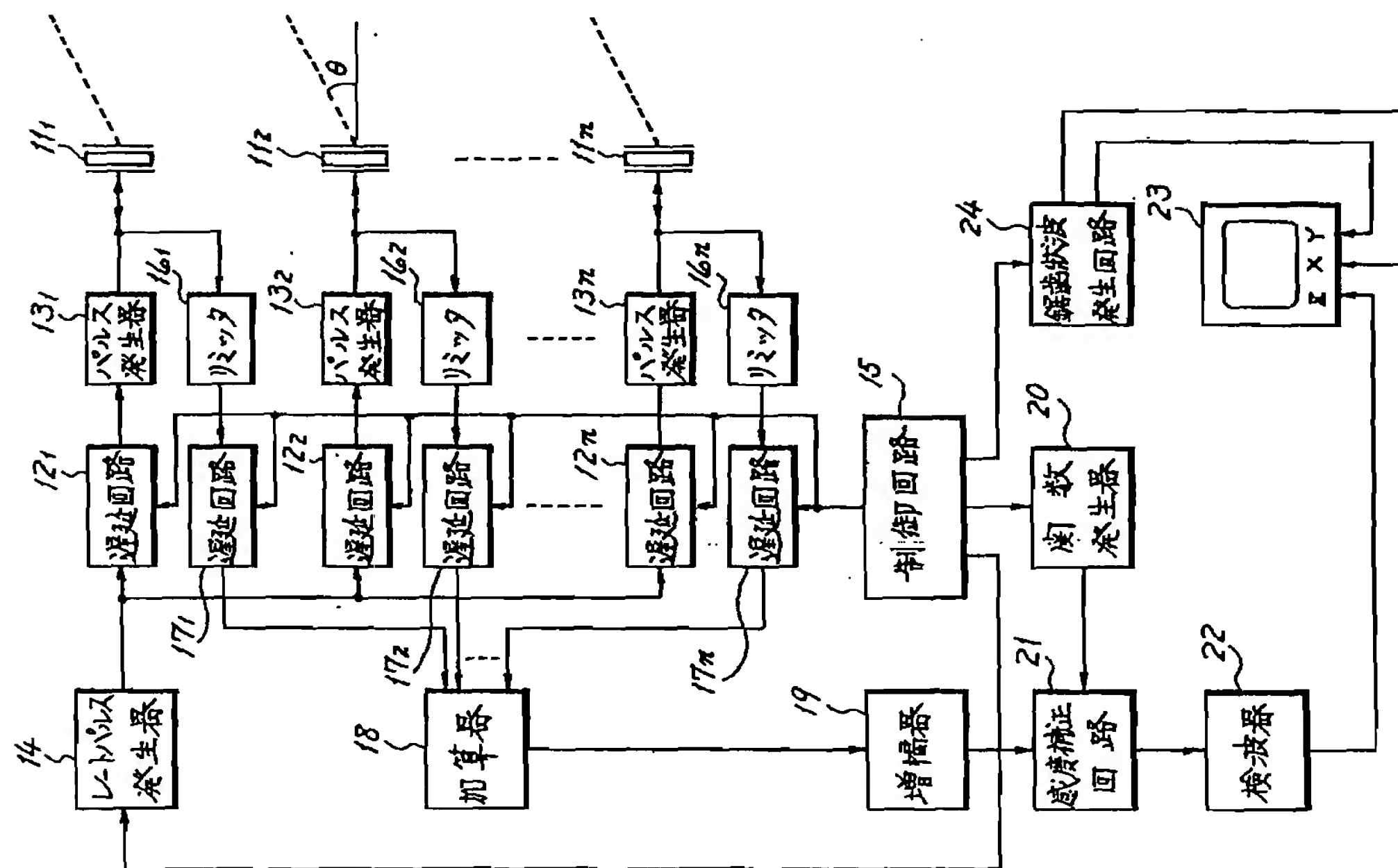
On the other hand, the sensitivity correction circuit 21, which controls a gain according to the function signal to control the level of a wave receiving signal, comprises a variable gain amplifier mainly constituted by a dual gate FET 211 in this example. That is, the amplified wave receiving signal from the amplifier 19 is added to the first gate  $G_1$  of the dual gate FET 211, and the function signal from the function generator 20 is added to the second gate  $G_2$ . The input output gain of the FET 211 is changed according to the amplitude of the voltage of this function signal.

Thereby, the gain of the sensitivity correction circuit 21 is increased as the deflection angle of the ultrasonic beam increases to correct the reduction in the sensitivity accompanying the increase in the deflection angle of the ultrasonic beam, that is, the level reduction of the wave receiving signal.

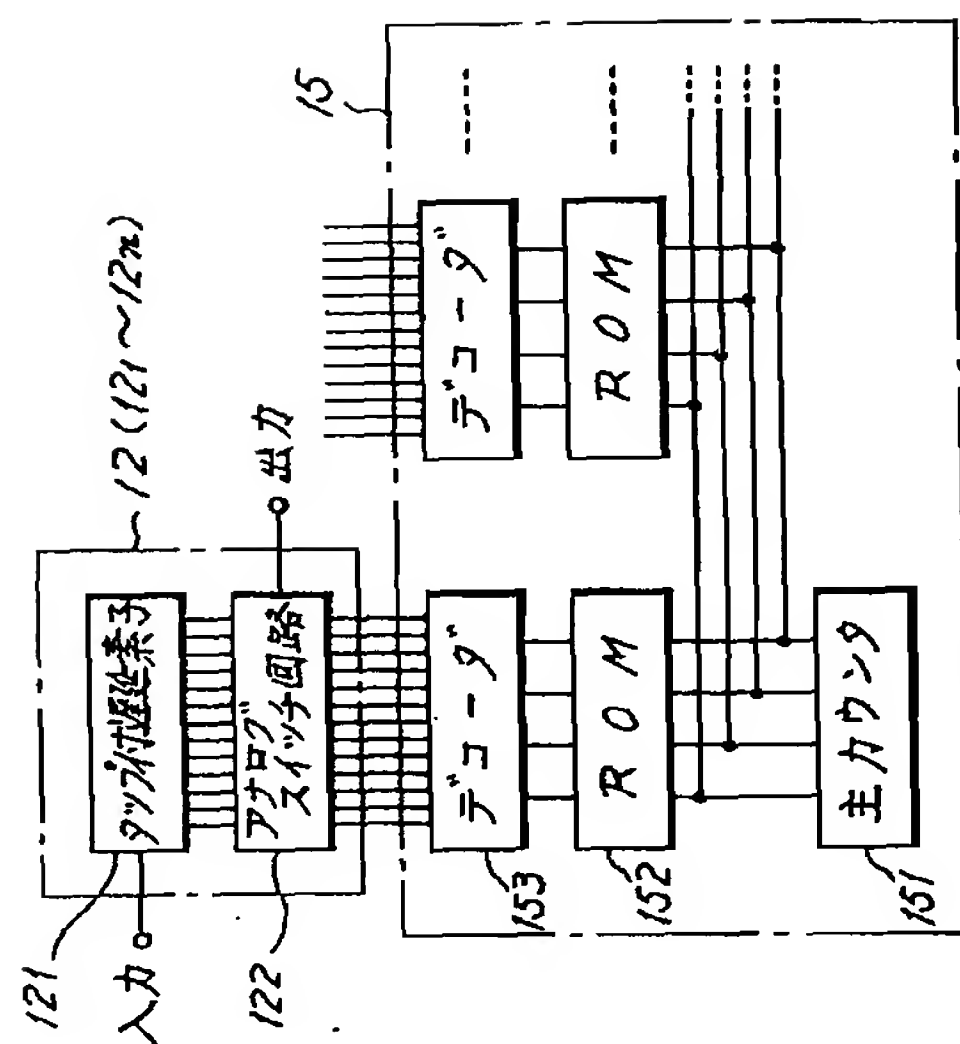
Fig. 5

1. From amplifier 19
2. To wave detector 22
3. From main counter 151
4. D/A converter

★ 3 図



★ 4 図



★ 5 図

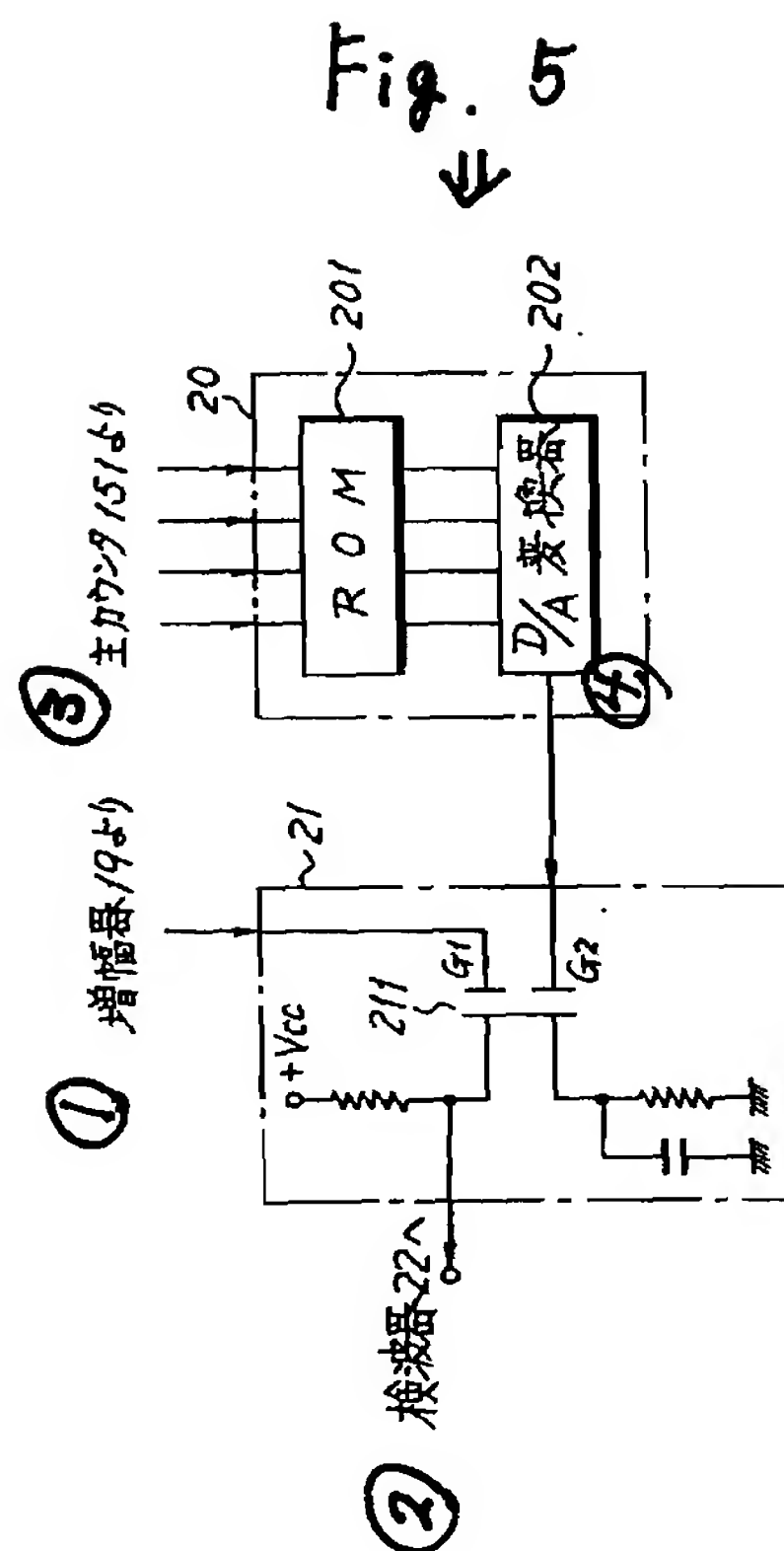


Fig. 5

⑨ 日本国特許庁 (JP)

⑩ 特許出願公開

## ⑫ 公開特許公報 (A)

昭55—2462

⑪ Int. Cl.<sup>3</sup>  
A 61 B 10/00識別記号  
1 0 4庁内整理番号  
6829—4C

⑬ 公開 昭和55年(1980)1月9日

発明の数 1  
審査請求 未請求

(全 5 頁)

## ⑭ 超音波映像装置

京芝浦電気株式会社総合研究所  
内

⑮ 特 願 昭53—76283

⑯ 出 願 人 東京芝浦電気株式会社

⑰ 出 願 昭53(1978)6月23日

川崎市幸区堀川町72番地

⑱ 発 明 者 高見沢欣也

⑲ 代 理 人 弁理士 鈴江武彦 外2名

川崎市幸区小向東芝町1番地東

## 明 細 書

## 1. 発明の名称

超音波映像装置

## 2. 特許請求の範囲

配列された複数個の超音波トランスデューサを所定の遅延時間をもつて順次付勢しかつその遅延時間を制御することにより偏向された超音波ビームを送波するとともに、この超音波ビームの反射波を配列された複数個の超音波トランスデューサで受波し、この各受波信号を送波時と同様な遅延時間を持たせて合成し映像として表示する超音波映像装置において、前記遅延時間の制御に伴う前記超音波ビームの偏向角変化に対する前記超音波トランスデューサの感度曲線とほぼ逆関数の関数信号を発生する手段と、この関数信号によつて前記受波信号のレベルを制御することにより前記超音波ビームの偏向角増大に伴う前記感度の低下を補正する手段とを具備したことを特徴とする超音波映像装置。

## 3. 発明の詳細な説明

この発明は超音波ビームを電子的に偏向走査する超音波映像装置に関し、特に広い走査範囲にわたつて良好な映像が得られるようにした超音波映像装置に関する。

超音波映像装置は、最近特に医用の分野で超音波診断装置として注目されている。超音波診断装置においては、超音波ビームを電子的に走査するものが開発されているが、中でも超音波ビームを扇状に走査する、いわゆるセクタ電子走査形の装置は、例えば肋骨の間隙のような狭い部分を通して超音波を送受することにより、絶えず拍動している心臓の断面像を得ることができる等の優れた特徴がある。

第1図はこのセクタ電子走査形超音波診断装置の原理を示したものである。すなわち、一直線上に配列された超音波トランスデューサ(振動子)  $1_1 \sim 1_n$  を、遅延回路  $2_1 \sim 2_n$  を介して駆動されるパルス発生器  $3_1 \sim 3_n$  によつて、所定の遅延時間をもつて順次付勢することにより、超音波を送波するとともに、生体内組織か

らの反射波を同様に遅延時間が設定された遅延回路を介して合成し、モニタによつて映像表示する。この場合、超音波トランスデューサ  $1_1 \sim 1_n$  から放射された超音波は、遅延回路  $2_1 \sim 2_n$  によつて与えられた遅延時間で定まる角度  $\theta$  の方向へ偏向される。すなわち、超音波トランスデューサ  $1_1 \sim 1_n$  の配列ピッチ（中心間距離）を  $d$ 、放射される媒質中の超音波の音速を  $c$ 、隣り合う超音波トランスデューサを付勢するパルス信号の遅延時間差を  $td$  とすれば、超音波ビームの偏向角  $\theta$  は

$$\theta = \sin^{-1} \left( \frac{Ctd}{d} \right) \quad \dots \dots (1)$$

で与えられる。

従つて、遅延回路  $2_1 \sim 2_n$  の各遅延時間を高速で順次変えることにより、上記偏向角  $\theta$  を連続的に変化させ、もつて扇状にビーム走査を行なうことができる。このセクタ電子走査形は、超音波の入射口が狭い場合でも広範囲の走査が可能のため、例えば超音波入射口が肋骨で制限される心臓等の診断に適している。

3

受総合感度は送波時の超音波レベルのみで定まる感度の2乗に比例するため、偏向角  $\theta$  の増大に伴う感度の低下はさらに大きくなる。第2図に先の数値例（ $a = 0.5 \text{ mm}$ 、 $\lambda = 0.64 \text{ mm}$ ）での超音波トランスデューサの送受総合感度曲線（送受エレメントファクタ）を示す。この図で明らかなように、 $\theta = 40^\circ$  近辺での感度は正面方向の感度の約40%にまで低下する。

このように、超音波トランスデューサの素子幅が有限であることによる偏向角に対する感度差は無視できない場合が多いため、何らかの補正をすることが望まれる。

この発明の目的は超音波ビームの偏向角増大に伴う超音波トランスデューサの感度の低下を補正する手段を備え、もつて広い走査範囲にわたつて良好な映像が得られるようにした超音波映像装置を提供することにある。

この発明は超音波ビームの偏向角変化に対する感度曲線とほぼ逆関数の関数信号を作成し、この関数信号によつて受波信号のレベルを制御

5

ところで、上記の如きセクタ電子走査を行なう場合、超音波ビームの偏向角  $\theta$  がいかなる場合でも同一強度の超音波の送受がなされるためには、超音波トランスデューサ  $1_1 \sim 1_n$  はその指向性が無指向性、すなわち点音源でなくてはならない。しかしながら実際に点音源にすることは不可能であるから、各トランスデューサは指向性を持ち、このため偏向角  $\theta$  が大きくなるに従つて感度が低下するという現象を呈する。

すなわち、超音波トランスデューサ  $1_1 \sim 1_n$  の各素子の幅を  $a$ 、超音波の波長を  $\lambda$  とすれば各偏向角における超音波ビームの大きさは

$$\frac{\sin u}{u} \quad \left( \text{但し } u = \frac{\pi a}{\lambda} \sin \theta \right)$$

で表わされる。これより例えば  $a = 0.5 \text{ mm}$ 、 $\lambda = 0.64 \text{ mm}$ 、 $\theta = 40^\circ$  のとき、この方向でのメインビームの大きさは正面（ $\theta = 0^\circ$ ）のときの大きさの約63%となる。

しかも第1図に示したようないわゆるパルスエコー法の装置では、超音波トランスデューサは送受共用とすることが多いが、その場合の送

4

することで上記目的を達成するものである。以下実施例によりこの発明を具体的に説明する。

第3図はこの発明の一実施例を示す超音波映像装置全体のブロック図である。 $1_1 \sim 1_n$  は例えば一直線上に配列された超音波トランスデューサであり、超音波ビーム送波時には遅延回路  $1_2 \sim 1_{2n}$  で与えられる所定の遅延時間をもつて順次付勢される。すなわち、 $1_4$  は超音波ビームとなる超音波放射パルスの周期を決定するレートパルス発生器であり、ここで発生するパルスは遅延回路  $1_2 \sim 1_{2n}$  を介してパルス発生器  $1_3 \sim 1_{3n}$  に送られ、これらのパルス発生器  $1_3 \sim 1_{3n}$  をトリガし、これにより順次所定の遅延時間をもつて発生するパルス信号が超音波トランスデューサ  $1_1 \sim 1_n$  に印加される。遅延回路  $1_2 \sim 1_{2n}$  の遅延時間は、隣り合う超音波トランスデューサを付勢するパルス信号の遅延時間差  $td$  が所定の規則に従つて順次変化するようになり、その遅延時間が制御されるようになつており、これに

6

よつて超音波トランスデューサ  $11_1 \sim 11_n$  から送波される超音波ビームは(1)式に基いて例えば扇状に偏向されることになる。

第4図は遅延回路  $12_1 \sim 12_n$  および制御回路  $15$  の遅延回路  $12_1 \sim 12_n$  の制御部分を具体的に示したものである。すなわち、遅延回路  $12_1 \sim 12_n$  はそれぞれタップ付遅延素子  $121$  と、この各タップに接続されたアナログスイッチ回路  $122$  とからなり、アナログスイッチ回路  $122$  を制御して各タップの出力を選段的に取出すことにより、入出力間の遅延時間が変えられるように構成されている。一方、制御回路  $15$  においては、1個の共通の主カウンタ  $151$  と、各遅延回路  $12_1 \sim 12_n$  の遅延時間制御情報を予め記憶し主カウンタ  $151$  の出力コードに従つてその内容が順次読出されるリードオンリー・メモリ  $152$  およびこのメモリ  $152$  の出力コードを復号してアナログスイッチ回路  $122$  内の1つを選択的にオンさせるためのデコーダ  $153$  とから構成されており、メモリ  $152$  :

7

遅延回路  $17_1 \sim 17_n$  によつて送波時と同様な遅延時間が与えられ、かつ加算器  $18$  で合成された受波信号は、増幅器  $19$  で増幅された後、後に詳しく述べるが関数発生器  $20$  からの関数信号によつて利得が制御される感度補正回路  $21$  で超音波ビームの偏向角の増大に伴う感度低下が補正されるようにそのレベルが制御される。そしてこの感度補正回路  $21$  の出力は検波器  $22$  で検波された後、CRT表示装置  $23$  のZ軸入力端子(輝度変調端子)に印加される。このCRT表示装置  $23$  のX軸およびY軸の入力端子には、X軸およびY軸方向の偏向走査信号として鋸歯状波発生回路  $24$  から制御回路  $15$  の動作に同期して得られた鋸歯状波が加えられており、これによつてこの表示装置  $23$  で例えば生体内の断層像が表示されることになる。

第5図は関数発生器  $20$  および感度補正回路  $21$  の具体例を示したものである。関数発生器  $20$  は超音波ビームの偏向角の変化に対する超音波トランスデューサ  $11_1 \sim 11_n$  の感度曲

9

およびデコーダ  $153$  は各遅延回路  $12_1 \sim 12_n$  に対応して  $n$  組設けられる。従つて、メモリ  $152$  に適当な情報を予め書込んでおくことにより、超音波トランスデューサ  $11_1 \sim 11_n$  から送波される超音波ビームを扇状に偏向させることができる。

このようにして送波された超音波ビームは、例えば生体内組織で反射され、その反射波は同じ超音波トランスデューサ  $11_1 \sim 11_n$  で受波される。このとき超音波トランスデューサ  $11_1 \sim 11_n$  から得られた電気信号(受波信号)は、それぞれリミッタ  $16_1 \sim 16_n$  を介して遅延回路  $17_1 \sim 17_n$  に入力され、送波時と同様な遅延時間が与えられた後、加算器  $18$  で加算合成される。従つて、受波時の超音波指向性は送波時と同じものとなる。リミッタ  $16_1 \sim 16_n$  は、送波時にパルス発生器  $13_1 \sim 13_n$  から出るパルス信号を阻止し、受波信号のみを遅延回路  $17_1 \sim 17_n$  に入力するためのものである。

8

線(例えば第2図)と逆関数の関数信号を感度補正信号として発生するもので、この例ではリードオンリー・メモリ  $201$  とD/A変換器  $202$  とで構成されている。すなわち、メモリ  $201$  は感度補正曲線をデジタル的に予め記憶したもので、制御回路  $15$  内の主カウンタ  $151$  の出力コードに対応してその内容が順次読出されるようになつている。この読出された情報はD/A変換器  $202$  で順次電圧に変換される。この結果、D/A変換器  $202$  から上記感度補正曲線に相当する関数信号が電圧信号として取出される。

一方、感度補正回路  $21$  は上記関数信号によつて利得が制御されて受波信号のレベルを制御するもので、この例ではデュアルゲートFET  $211$  を主体とした可変利得増幅器により構成されている。すなわち、デュアルゲートFET  $211$  の第1ゲート  $G_1$  には前記増幅器  $19$  からの増幅された受波信号が、また第2ゲート  $G_2$  には関数発生器  $20$  からの関数信号がそれぞれ加えられており、この関数信号の電圧の大きさによ

10



つてFET 211の入出力利得が変化するようになっている。

このようにすれば、感度補正回路21の利得は超音波ビームの偏向角が大きくなるに従って高くなるので、超音波ビームの偏向角の増大に伴う感度の低下、つまり受波信号のレベル低下が補正されることになる。

以上述べたように、この発明によれば超音波ビームの偏向角の増大に伴う装置の感度低下を補正することができ、広い走査範囲にわたって品質の良好な映像を得ることができる利点を有する。従つて、特にセクタ電子走査形の超音波診断装置等の性能向上に寄与することができる。

なお、前記実施例では超音波トランスデューサを送波時と受波時とで同じものを用いた場合について述べたが、送受で異なる超音波トランスデューサを用いた場合についても、この発明は有効である。また遅延回路については、前記実施例では送波時と受波時とで別のものを用いたが、送受切換スイッチを組合せることにより、

遅延回路を送受共用とすることもできる。

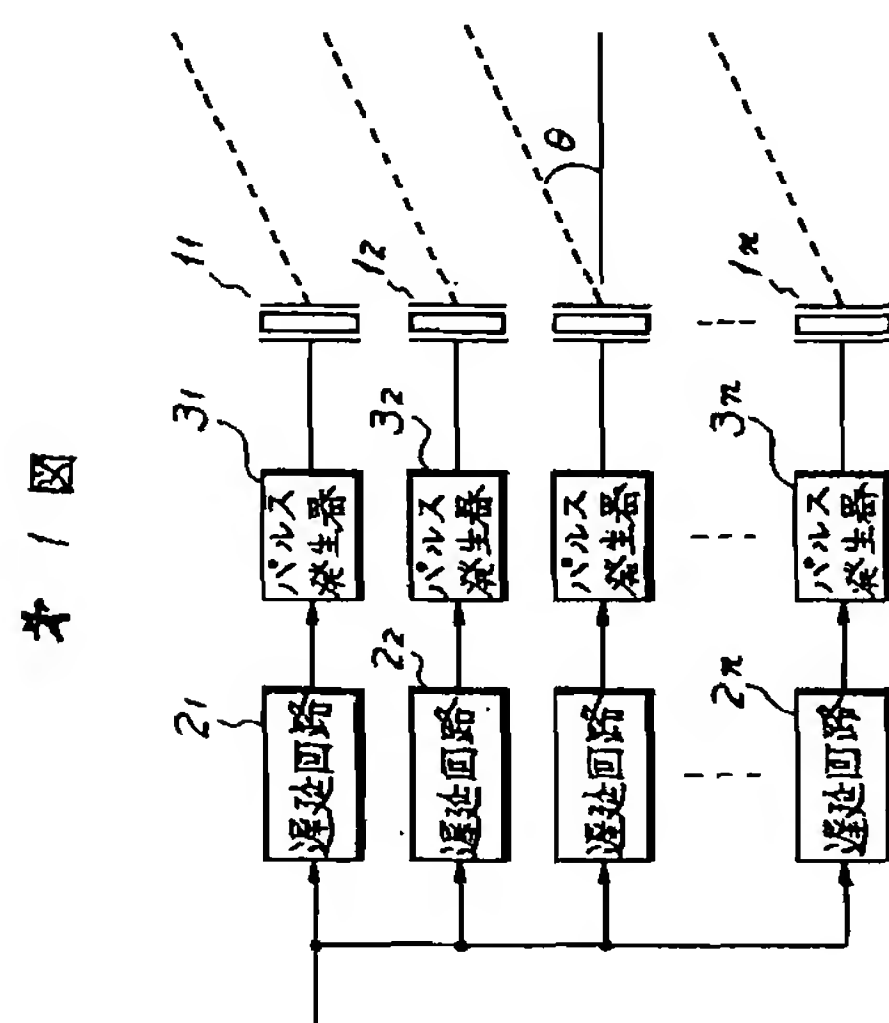
#### 4.図面の簡単な説明

第1図はセクタ電子走査形超音波診断装置の原理を説明するための図、第2図は超音波トランスデューサの超音波ビーム偏向角に対する送受総合感度曲線を示す図、第3図はこの発明の一実施例を示すブロック図、第4図は第3図における遅延回路および制御回路の内部構成を示す図、第5図は第3図における関数発生器および感度補正回路の具体例を示す図である。

11…超音波トランスデューサ、20…関数発生器、21…感度補正回路。

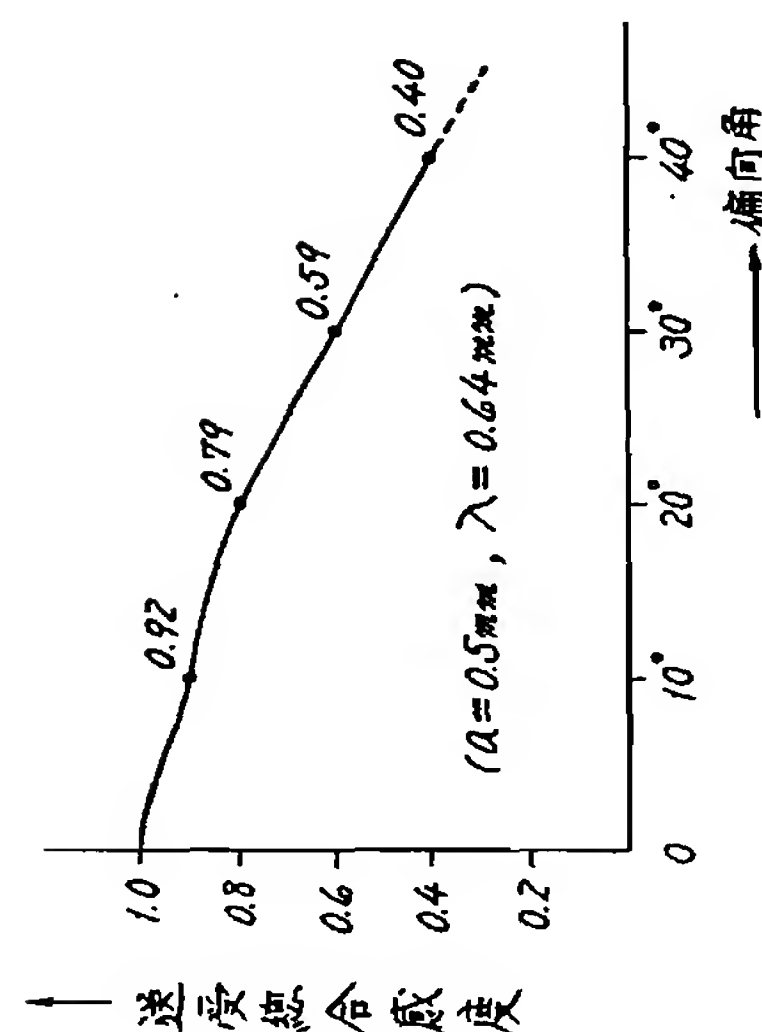
出願人代理人 弁理士 鈴 江 武 彦

11

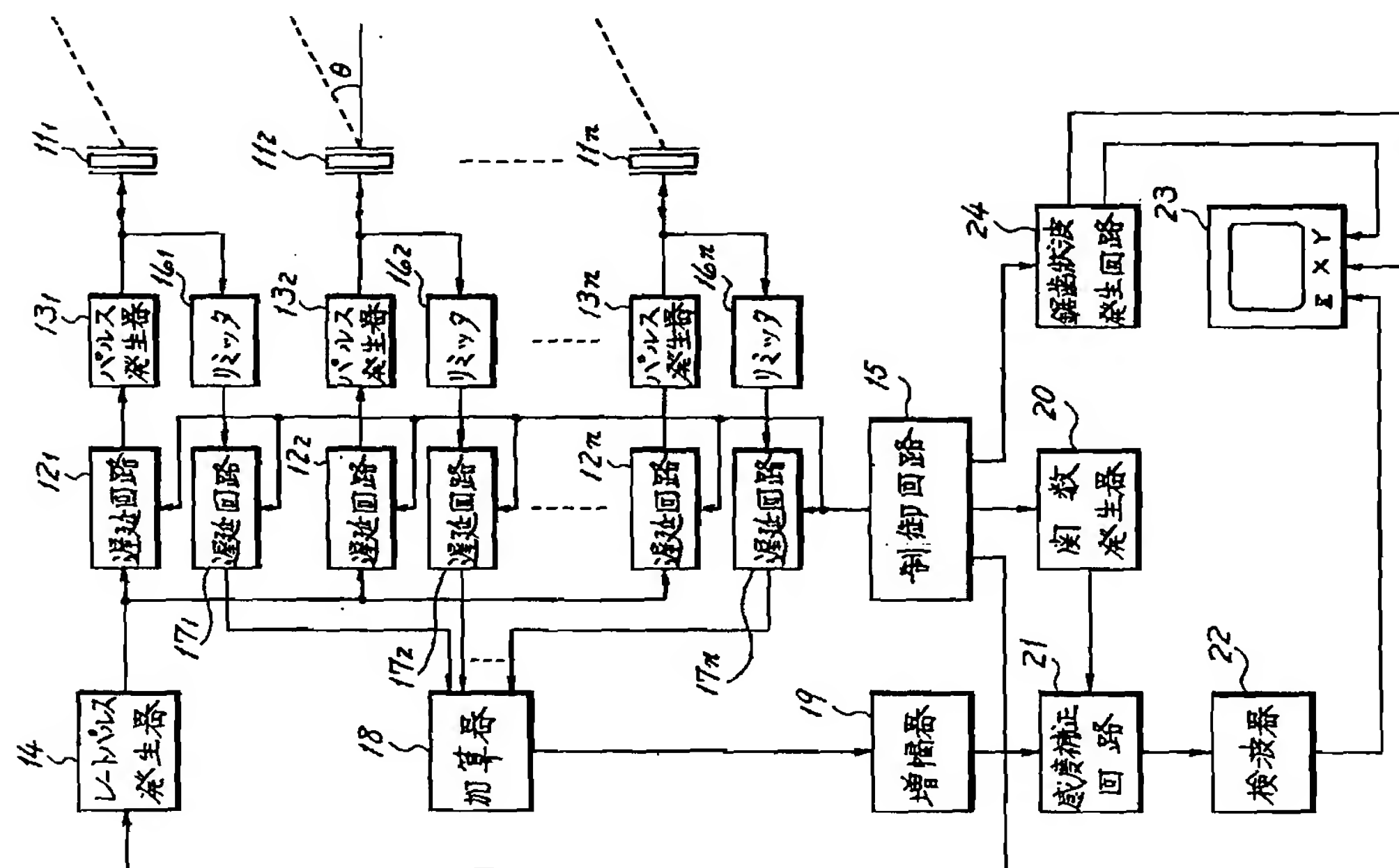


12

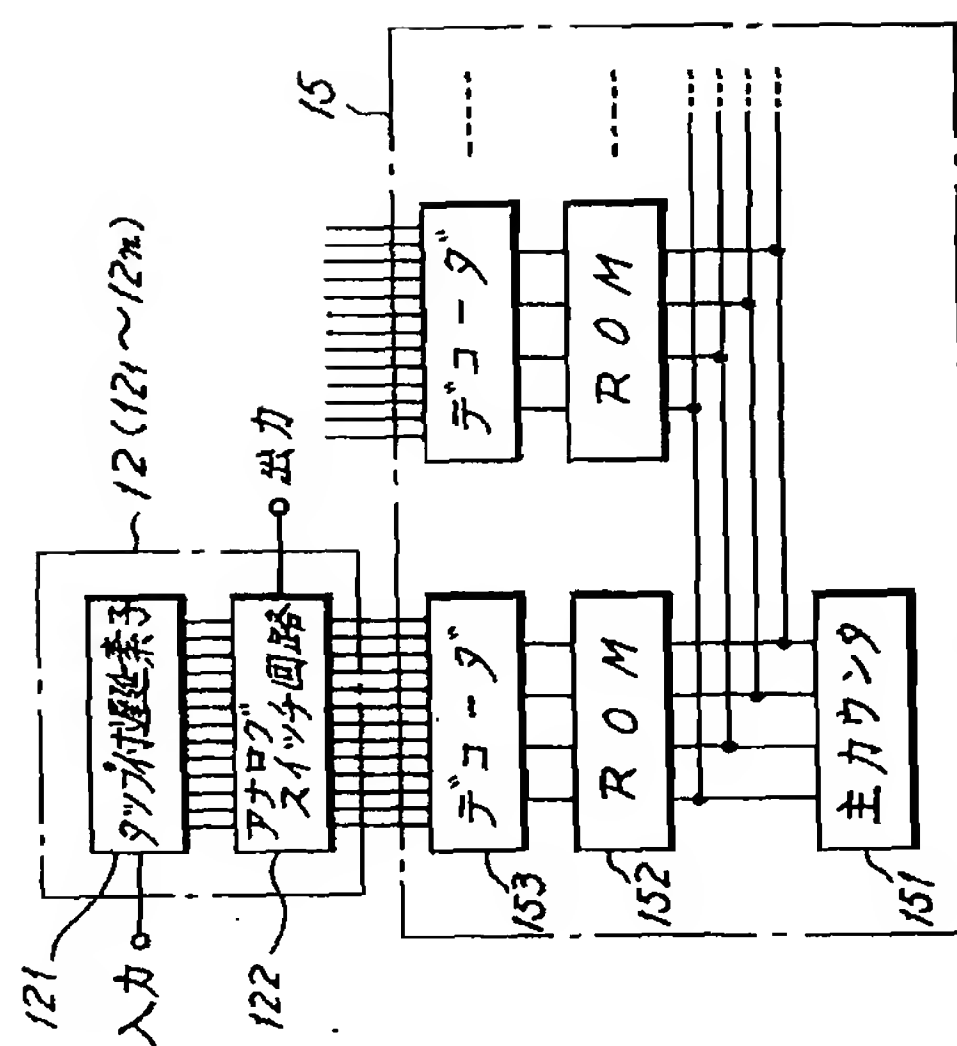
第2図



★ 3 図



★ 4 図



★ 5 図

